

擬似力覚知覚時の NIRS と EEG による脳活動分析

Measurement and Analysis of Brain Activity in perception of Pseudo-Haptic using NIRS and EEG

阪上 慶二郎^{*1}, 瀬戸勇記^{*1}, 阿児 駿平^{*1}, 谷野広祐^{*1}, 三浦 浩一^{*2}, 松田 憲幸^{*2}, 曾我 真人^{*2}, 瀧 寛和^{*2}
Keijiro SAKAGAMI^{*1}, Yuki SETO^{*1}, Shumpei AKO^{*1}, Kosuke TANINO^{*1}
Hirokazu MIURA^{*2}, Noriyuki MATSUDA^{*2}, Masato SOGA^{*2}, Hirokazu TAKI^{*2}

^{*1}和歌山大学大学院システム工学研究科

^{*1}Graduate School of Systems Engineering, Wakayama University

^{*2}和歌山大学システム工学部

^{*2}Faculty of Systems Engineering, Wakayama University

Email: s141027@center.wakayama-u.ac.jp

あらまし：身体動作と異なる動きを知覚した場合に、力覚を感じる現象を擬似力覚という。擬似力覚を感じているときと実際の力覚を感じているときの脳の認知状態の違いを NIRS と EEG を利用して計測し、その状態を分析することで、類似性と判別性を評価した。擬似力覚は、技能学習時の教育手段に利用できる。また、BMI による知覚の誤認識を分析することにより、技能教育への応用が期待できる。

キーワード：擬似力覚、脳波、脳血流、ブレインマシンインタフェース

1. はじめに

擬似力覚とは、自己運動が投射されたマウスカーソルなどの視覚刺激の速度比の変化によって、擬似的に力が生じていると錯覚する現象である⁽¹⁾。擬似力覚は視覚刺激のみで感覚提示を行うことができるため、従来の力覚デバイスよりもコスト・簡便性において優れている。また、力覚デバイスによる物理的な触力覚提示と組み合わせることで、汎用的な形状提示ができる可能性が示されている⁽²⁾。

しかし、擬似力覚を汎用システムに応用するために、知覚した力の大きさを評価する必要がある。従来、擬似力覚は、基準となる力覚の大きさと擬似力覚の知覚量を比較し、アンケートにより評価していた⁽³⁾。このような評価方法は主観的であり、個人により感じ方が異なるため、擬似力覚を実装したシステムの開発は困難である。

そこで本研究では、擬似力覚生起時における脳波および脳血流を分析し、擬似力覚知覚時の脳活動の変化を調べ、これらが擬似力覚を評価する客観的な指標となるかどうかを検討する。

2. EEG による計測

2.1 実験環境

計測には電極数 64ch, サンプリングレート可変(2, 4, 8, 16kHz)の BIOSEMI 社の ACTIVE-TWO を用い、入力装置は Sensable 社の 3 次元触覚力覚インターフェースの PHANTOM Omni を使用する。被験者は 20 歳代の右利きの健常男性 3 名である。

2.2 実験手順

画面上に表示される、PHANTOM のスタイラスの動きに同期しているカーソルの速度比を 75%及び 50%の 2 条件に設定し、脳波計測を行った。被験者には、前方の画面に表示される球を PHANTOM のス

タイラスを操作して、追いかけるタスクを課す。この球の速度は約 6cm/s であり、決められた範囲を水平方向に往復する。まず、速度比 100%で、画面上に表示されるカーソルを操作し(図 1-TASK1)、速度比を 75%に変更して同様の操作を行う(図 1-TASK2)。

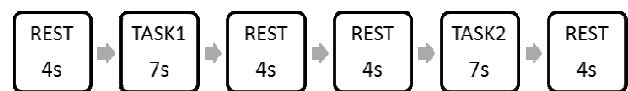


図 1 タスク時間

2.3 脳波データ処理

計測した脳波データにはノイズが混入しているため、8-30Hz のバンドパスフィルタを通し、 α 波と β 波の帯域を抽出し、フーリエ変換により脳波を周波数成分に変換して扱う。また、オフセットや計測ゲインの変化による影響を軽減するために、周波数成分のパワースペクトルに対し、正規化を行い、0.0-1.0 の範囲で表現する。さらに、情報量を圧縮するために 1ch 毎に 8Hz から 30Hz の 23 次元で表現される脳波データに主成分分析を行い、主成分得点を求める。

2.4 結果

累積寄与率が 80%以上となるように主成分得点を採用し、それらをニューラルネットワークの入力として識別を行った。速度比 50%の脳波データを入力として使用したとき、擬似力覚が生起したと判別された確率が高かった電極を図 2 に示す。

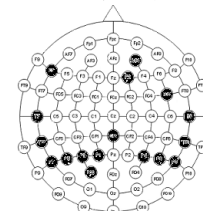


図 2 識別率の高い電極

3. NIRS による計測

3.1 実験環境

実験機器は日立製作所のウェアラブル光トポグラフィ WOT-100 を用いた。入力装置は EEG 計測と同様に PHANTOM を使用した。被験者は 20 歳代の右利きの健常男性 1 名で、前頭部の 16 カ所(図 3 ch4-19) または 10 カ所(図 3 ch7-16)を計測する。前頭部は高次脳機能を司る⁽⁴⁾と考えられているため、ここを計測部位とした。

ch2	ch5	ch8	ch11	ch14	ch17	ch20
ch1	ch4	ch7	ch10	ch13	ch16	ch19
ch3	ch6	ch9	ch12	ch15	ch18	ch21

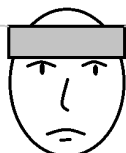


図 3 計測箇所

3.2 実験手順

カーソルの速度比を 50% の 1 条件に設定し、脳血流計測を行った。被験者には EEG 計測と同様のタスクを課すが、前後のレストはそれぞれ 7 秒に変更し、16 カ所の脳血流計測した。また、PHANTOM を使用して 5N の抵抗力を生成し、10 カ所の脳血流を計測した。

3.3 脳血流データ処理

計測したデータに混入したノイズを除去するために 0.02-0.1Hz のバンドパスフィルタを適用させる。そして、タスク開始の 5 秒前から終了から 10 秒をブロック単位として切り出しを行う。

ブロックデータの先頭から 5 秒間と、最後の 5 秒間を用いてベースラインを求め、データからベースラインの値を各時刻で差し引くことで、波形の開始時、終了時の値をゼロに補正する。

3.4 結果

タスク毎に得られた酸化ヘモグロビン変化の波形を加算平均した結果、ch10、ch12 において大きな変化が見られた。また、速度比 100% のタスクに比べて 50% のタスクでは、酸化ヘモグロビンの増加するタイミングに約 1 秒の遅れが見られ、力覚生成時と比較すると 4~5 秒の遅れが見られた(図 4, 5)。

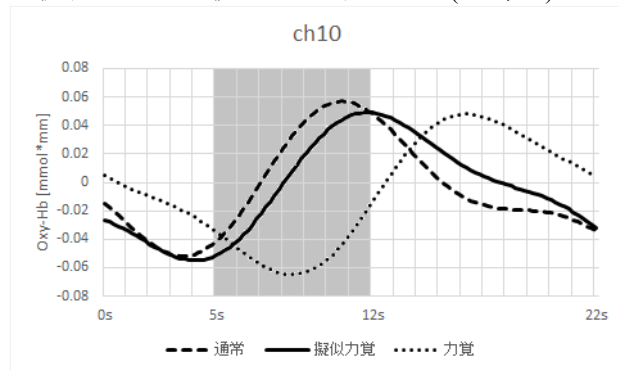


図 4 ch10 の計測結果

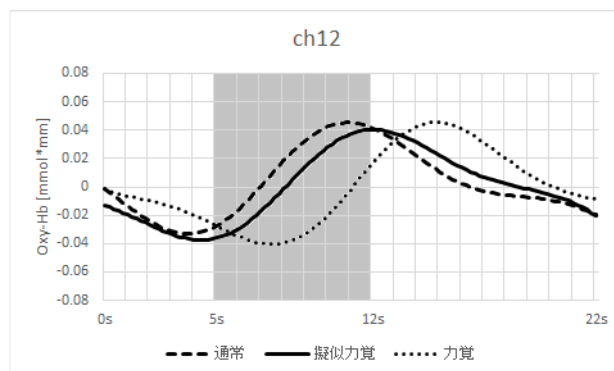


図 5 ch12 の計測結果

4. 考察

脳波計測では、側頭部から後頭部にかけて疑似力覚の生起を識別できる電極が多く見られた。これらの部位は視覚認知や聴覚認知を担っている。疑似力覚は視覚刺激による錯覚現象であるため、脳における視覚情報を処理する領域が反応するのではないかと推測できる。

脳血流計測では、各タスクにおいて酸化ヘモグロビンが増加するタイミングが異なっていることがわかる。このことから、感じる力(疑似力覚感知)が大きくなると脳血流の反応が遅れると考えられる。

5. おわりに

疑似力覚生起時の脳活動の変化を、脳波、脳血流計測によって検証した。脳波を計測する実験では、疑似力覚の生起を判別できる電極を調べた。また、脳血流の計測実験では、各タスクにおける血流変化のタイミングのずれを観測し、知覚した力覚の大きさによってずれが生じるという仮説を立てた。

今後は、PHANTOM で生成した力覚と疑似力覚の比較を脳波計測による検証を行いたい。また、脳血流計測において、今回計測を行った被験者以外にも同様の傾向がみられるかについて確認を行いたい。

参考文献

- (1) A. Lécuyer, J. M. Burkhardt and L. Etienne: "Feeling Bumps and Holes without a Haptic Interface: the Perception of Pseudo-Haptics Textures", Conference on Human Factors in Computing Systems, Vienna, Austria, April 24-29 (2004)
- (2) 伴祐樹, 梶波崇, 鳴海拓志, 谷川智洋, 廣瀬通孝: "Pseudo-Haptics を利用した形状提示のための視触力覚システムに関する基礎的検討", 電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解 110(381), pp.347-352 (2011)
- (3) 石井雅博, 佐藤秀一: "3 次元空間における Pseudo-Haptics について", 映像メディア学会, Vol. 66, No. 6, pp.J188-J191 (2012)
- (4) 谷田公二, 舟橋健司, 近江政雄, 楠見昌司: "バーチャルリアリティ技術を用いた道具に関する身体性評価", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌 12(1), pp.3-10 (2007)